Med 53

Aus der Chirurgischen Universitäts-
klinik Hamburg - Eppendorf
Direktor: Professor Dr.L.Zukschwerdt

"Über eine neue Methode zur Messung des Auftrittdruckes beim Gang unter besonderer Berücksichtigung des mit dem Oberschenkelgehgips behandelten Unterschenkelbruches."

D i s s e r t a t i o n

zur Erlangung des Grades eines Doktors
der Medizin der Medizinischen Fakultät
der Universität Hamburg

vorgelegt von
Artur D o r o w
aus
Wedel/Holstein

Hamburg 1961

Aus der Chirurgischen Universitätsklinik Hamburg - Eppendorf
(Direktor: Professor Dr. L. Zukschwerdt)

"Über eine neue Methode zur Messung des Auftrittdruckes beim Gang unter besonderer Berücksichtigung des mit dem Oberschenkelgehgips behandelten Unterschenkelbruches."

D i s s e r t a t i o n

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin
der Medizinischen Fakultät der Universität Hamburg

vorgelegt von

Artur D o r o w
aus
Wedel/Holstein

Hamburg 1962

Angenommen von der Medizinischen Fakultät der Universität Hamburg

am: 16.2.1962

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der Universität Hamburg

Dekan: Professor Dr. Mehlhorn
Referent: Prof. Dr. Zukschwerdt

R. UNIV. BIBLIOTHEEK LEIDEN

Inhaltsverzeichnis

Einleitung	Seite	1
Die Kallusbildung		2
Der Druck und sein Einfluß auf die Knochenbruchheilung		5
Der Stoßbeiwert		9
Das Gehen im Gehgipsverband		1o
Druckmessungen		11
Versuchsanordnung		13
Dehnungsmeßstreifen		13
Beschreibung der verwendeten Meß- und Registrierapparate		16
Der Versuchsablauf		17
Versuchsergebnisse		19
Kurvenansicht		22
Diskussion		27
Zusammenfassung		3o
Literaturverzeichnis		32
Lebenslauf		39

Bis zum Jahre 1852, als Mattheysen den Gipsverband in die Behandlung der Knochenbrüche einführte, wurden die Frakturen zwar nach den noch heute gültigen Grundsätzen der Reposition und der Fixation behandelt, aber erst der Gipsverband vermochte die Knochenenden genügend ruhig zu stellen. Die Errungenschaften der modernen Chirurgie veranlassen viele Chirurgen, Knochenbrüche operativ zu behandeln. Die konservative Frakturbehandlung konnte jedoch nicht verdrängt werden. (S e y f a r t h 34).

Ziel der Knochenbruchbehandlung ist die anatomische und funktionelle Wiederherstellung des Knochens. Wichtig ist die exakte Reposition und die ununterbrochene Ruhigstellung der Bruchenden bis zur vollständigen knöchernen Konsolidierung der Fraktur. (L. B ö h l e r u. viele Andere). Für die spätere beschwerdefreie Funktion ist eine achsengerechte Stellung der Fraktur das Entscheidende.

Ein Knochenbruch kann operativ z.B. durch Nagelung oder konservativ mit Hilfe der Extension beziehungsweise des Gipsverbandes versorgt werden. Im allgemeinen ist eine

operative Behandlung eines Knochenbruches nur angezeigt,wenn sich eine wesentliche Abkürzung der Behandlungsdauer oder ein besseres Endergebnis in funktioneller Hinsicht erwarten läßt.(M.L a n g e,21 B ü r k l e de la C a m p & u.A.). Komplikationen bei der operativen Therapie bergen die Gefahren erheblicher und auch irreversibler Dauerschäden. Komplikationen nach konservativer Therapie dagegen sind fast stets reparabel.

Die Kallusbildung

Über die Entstehung des Kallus wurden zahlreiche Theorien entwickelt. Biologische und mechanische Faktoren wirken gleichzeitig fördernd auf die Kallusbildung. Einige Autoren teilen die Kallusbildung in vier Abschnitte ein,andere in drei. Diese Stadieneinteilung ist mehr eine willkürliche querschnittsmässige Fixierung des anatomischen und funktionellen Geschehens.

Im ersten Stadium gerinnt das Bruchhaematom. Von ihm geht der erste Regenerationsreiz aus.Hierzu ist bereits eine Ruhigstellung der Bruchenden notwendig. Dann bildet sich ein hydrostatischer Zustand durch Fehlen von willkürlichen Bewegungen und durch Entspannung der

Muskulatur aus.(P a u w e l s 31). Die Entstehung des Kallusgewebes verläuft unter dem Bild einer fibrinösen Entzündung, wobei die klassischen Zeichen dieser Entzündung auftreten. Diese Ansicht fordert aber entsprechende Definition des Entzündungsbegriffes. (K ü n t s c h e r 19). Wachstum, mechanische Beeinflussung und Entzündungsprozeß sind ineinander verflochten. Wir sehen lokale Acidose, Steigerung der Kapillardurchlässigkeit und eine Leukozytose als Ausdruck dieses Entzündungsvorganges. Weiter werden im Kallusgewebe Entzündungsstoffe produziert, die die Einzelsymptome der sterilen Entzündung bewirken.(K ü h n a u 18, L i n d e n s c h m i d t 22).Die alkalische Phosphatase ist um das vier-bis fünffache gesteigert. (K ü h n a u 18).Andere Autoren bezweifeln die starke Beteiligung der alkalischen Phosphatase. (R i g a m o n t i 32). Die lokale Ansäuerung im Frakturhaematom, die durch die Erhöhung der Wasserstoffionenkonzentration charakterisiert ist, löst unter Mobilisation des Eiweißgerüstes die Kalksalze aus den Bruchstücken, die auf diese Weise eine Verkürzung erleiden. An jedem Bruchende wird ein Stück von etwa 0,5 - 5,0 mm Länge nekrotisch und verfällt der Resorption.(Küntscher 19). Stark an der Kallusbildung beteiligt ist das Periost.

Es gibt hauptsächlich zwei Kallusarten, einmal den periostalen Kallus, zum anderen den endostalen Kallus.

Eine dritte Kallusart, die intermediäre, ist nur wenig am Gesamtkallus beteiligt. Die periostale Kallusbildung überwiegt die endostale. (B ü r k l e de la C a m p 4. J o r n s 17).

Das zweite Stadium der Bruchheilung zeichnet sich durch ein festes Granulationsgewebe aus, dessen Bildung durch die Wirkung von Hormonen, Fermenten und Vitaminen unterstützt und gesteuert wird. (C r o n e - M ü n z e b r o c k 5). Wirksam sind das Wachstumhormon des Hypophysenvorderlappens (STH) und die Glykosteroide der Nebennierenrinde. (K ü h n a u 18). Außerdem soll das Hormon Kallikrein kallusfördernden Einfluß besitzen. (B e r n a s c h e k 3).

I n d e r z w e i t e n H e i l u n g s p h a s e g e w i n n e n m e h r u n d m e h r m e c h a n i s c h e M o m e n t e a n B e d e u t u n g. (H ä b l e r 11). Diese mechanischen Beeinflussungen sind notwendig, damit wieder ein ausgereifter Knochen entstehen kann. (M a a t z 23). Die Bruchenden werden in Abhängigkeit von Zug- und Druckspannungen durch kollagenes und knorpeliges Gewebe verbunden. (P a u w e l s 31). Die von R e h n nachgewiesenen intermittierenden Muskelzuckungen besitzen für die Kallusentwicklung durch ihre Zug- und Druckreize eine gewisse Bedeutung. (B ü r k l e de la C a m p 4). Nach M a t z e n aber bewirken diese Muskel -

zuckungen nur einen Kontakt der Frakturenden. (M a t z e n 24). Klinisch zeigt sich das zweite Stadium durch die federnde Verbindung der Bruchenden. Knocheneinlagerungen in das gebildete Granulationsgewebe, angeregt durch mechanische Momente, sehen wir nun im dritten Stadium der Knochenbruchheilung. Diese Einlagerungen, die aus Faserknochenbälkchen bestehen, liegen zuerst noch wirr und ungeordnet im Kallusgewebe.(H ä b le r 11).

Funktionelle Reize wie Druck- und Zugkräfte fördern auch im vierten Stadium die Osteogenese. (P a u w e l s 31). Es erfolgt ein Umbau des Knochengewebes. Die Knochenbälkchen richten sich nach den im Knochen verlaufenden Spannungslinien, Trajektorien, aus. Weitere Heilungsvorgänge, Abbau und Umbau von Kallusgewebe und die Wiederherstellung der Markhöhle erfordern Zeit, die Jahre betragen kann. (H ä b l e r 11).

Der Druck und sein Einfluß auf die Knochenbruchheilung.

So wichtig die biologischen Vorgänge im Verlaufe der Frakturheilung sind, so können doch die mechanischen Komponenten nicht vernachlässigt werden. Der Knochen ist ein funktionsbeeinflußtes Organ. Das beweist die trajektorielle Anordnung der Spongiosa.

Eine dauernde Überbeanspruchung einer Knochenzone durch Druck und Scherung, im Beginn röntgenologisch an der sogenannten Looser' schen Umbauzone zu erkennen, erzeugt Ermüdungsbrüche oder Marschfrakturen.(H a c k e n b r o c h 9). Es können sich sogar statisch falsch belastete Nägel in markgenagelten Frakturen bis zum Bruch verbiegen. Wird zum Beispiel eine Unterschenkelfraktur nicht in der Längsachse der Extremität belastet, so gesellen sich zu den auftretenden Druckkräften vermehrt Biegungskräfte. Es kommt hierbei sowohl bei der genagelten, als auch bei der konservativ mit einem ungepolsterten Gehgips behandelten Unterschenkelfraktur zu einer Achsenknickung der vorher achsengerecht stehenden Knochenenden.(G i e b e l und E w e r w a h n 7). Die achsengerechte intermittierende Druckbelastung einer Fraktur kann als physiologisch angesehen werden. Auch H ä b l e r schreibt, daß axial wirkende Kräfte,wenn sie mit Zugwirkungen abwechseln, die Verknöcherung des Bruches begünstigen. (H ä b l e r 1o). So wäre nach Festwerden des Bruches ein weiterer Kallusumbau nicht nötig,wenn nur senkrechte Drucke wirken würden.(G r e i f e n s t e i n e r 8).

Während nach R o u x Druckkräfte die Kallusentstehung und das weitere Kalluswachstum fördern, bewirken Zug-, Scher- und Schubkräfte jedoch einen Knochenschwund.

(Zitiert bei K ü n t s c h e r 19). Druck - kräfte erzeugen, wie K r o m p e c h e r meint, Knorpelgewebe, während Zugwirkung Bindegewebe entstehen läßt. H e s s c h e - K l ü n d e r und G e l b k e sehen unter Druck desmogenen Kallus, durch Bewegungsreize chondrogenen Kallus entstehen. (Zitiert bei B ü r k l e d e l a C a m p 4).

Die wirksamen Druckkräfte dürfen nicht zu groß werden. Versuche zeigen, daß Kallus auch durch Druck zerstört werden kann. (K ü n t s c h e r 2o). An den Frakturenden soll nur ein Berührungsdruck erreicht werden. (B ü r k l e d e l a C a m p 4). M a t z e n jedoch weist darauf hin, daß Biege- und Scherbeanspruchungen um so sicherer ausgeschaltet werden, je fester die Bruchenden aufeinander gepreßt sind. (K a t z e n 24). G r e i f e n s t e i n e r (8) führt in seiner Arbeit über die Kompressionsosteosynthese aus, daß zum Beispiel Knochenbrüche mit verzögerter Kallusbildung nur dann schneller knöchern verheilen, wenn ein Zusammenpressen der Bruchenden bewirkt wird. Dieses Zusammenpressen muß durch eine axiale Druckbelastung erfolgen.
Die Druckgröße, die genügen soll, um eine Unterschenkelpseudarthrose zur Heilung zu bringen, gibt G r e i f e n s t e i n e r aufgrund der Ergebnisse der Kompressionsosteosynthese mit lo kg Druck, gemessen an der Spannung

des Bügels an. (G r e i f e n s t e i n e r 8). Nach K ü n t s c h e r l a s s e n s i c h a u f t r e t e n d e D r u c k k r ä f t e i m G i p s - u n d S t r e c k v e r b a n d n i c h t e x a k t m e s s e n. In der Bruchstelle selbst sollen bei der Belastung nach der Nagelung einer Unterschenkel- oder Oberschenkelfraktur Kräfte in der Längsrichtung wirksam sein, die " einige 100 kg " betragen. Beuger und Strecker sind in dem Augenblick, in dem beim Gehen die Körperlast auf das Standbein gelagert wird, gleichzeitig angespannt.(K ü n t s c h e r 19). Die Muskelkraft beträgt pro qcm Muskel 11,1 kg bei höchster Anstrengung in Abhängigkeit vom Ansatzwinkel und vom physiologischen Querschnitt des Muskels.(B e n n i n g h o f 1).

Der Vorgang des Gehens, besonders die Art der Fortbewegung mit einem Gehgipsverband, hat Einfluß auf die Druckbelastung der Frakturstelle eines Unterschenkelbruches. Dadurch, daß immer von neuem der Gehgips und damit die Fraktur belastet wird, entsteht ein dem Rythmus des Gehens entsprechender intermittierender Druck, der sich von der Gehhacke über den Gipsverband zum Fersenbein und von dort bis an die Fraktur fortsetzt. Weiter verteilen sich diese Kräfte auf die gesamte Innenfläche des Gehgipses. Die Reibung der

Gipsinnenfläche mit der Haut des Beines fängt einen Teil der Kraft auf. Ähnliche Vorgänge spielen sich in der Stumpfeinbettung einer Oberschenkelschaftprothese ab, die das Körpergewicht im Auftritt und Abstoß auffängt.(H e p p 13). Schließlich kann ein weiterer Teil der Druckkraft an der oberen Kante des Gipses, die beim Oberschenkelgehgips mit den Gesäßmuskeln und dem Sitzbeinhöcker in Kontakt kommt, enden. Objektive Angaben, die über die verschiedenen Druckverhältnisse beim Gang im Gehgips Auskunft geben, liegen noch nicht vor. Von Wichtigkeit erscheint die Messung des Auftrittdruckes, über die hier berichtet werden soll.

Der Stoßbeiwert.

Die Größe des beim Auftreten entstehenden Druckes hängt ab vom Gewicht des Patienten zuzüglich des Gewichtes des Gipsverbandes. Durch die Verlagerung des Körpergewichtes auf das jeweilige Standbein und das Aufsetzen dieses Beines auf den Boden, wird das Gewicht zusätzlich noch um den Betrag des Stoßbeiwertes vermehrt. D e r S t o ß b e i w e r t b e i m G a n g i m G i p s v e r b a n d b e i n h a l t e t a l s o d i e k i n e t i s c h e E n e r g i e , d i e i n d e m A u g e n b l i c k d e s A u f s e t z e n s d e s B e i n e s v e r n i c h t e t u n d s o z u m e i g e n t l i c h e n G e -

wicht addiert wird. Ewerwahn veranschaulicht diesen Moment durch das Beispiel eines Sprunges auf eine Personenwaage. In dem Augenblick des Auftreffens auf die Waage zeigt diese einen höheren Wert an, als dem tatsächlichen Gewicht des ruhenden Körpers entspricht. (Giebel und Ewerwahn 7). Beim Auftreten erhöhen sich so die dadurch bedingten Drucke um etwa 2o - 25 % über die durch das Körpergewicht gegebenen Drucke. (Müller, Hettinger und Himmelmann 29).

Das Gehen im Gehgipsverband.

Die Patienten müssen mit kleinen Schritten gehen, um der Recurvationsneigung im ungepolsterten Gehgips entgegenzuwirken.(Giebel und Ewerwahn 7). Beim normalen Gang berührt der Fuß zuerst mit der Hacke den Boden und stößt sich mit den Zehenballen wieder ab. Durch Strecken im Knie- und Sprunggelenk wird das sich abstossende Bein normalerweise verlängert, um diese Funktion ausführen zu können.(Winterstein 36).

Im Gipsverband können die Gelenke nicht mehr gestreckt werden. Viele Träger eines Gehgipses drehen beim Weitergehen den Fuß und damit das Bein nach außen, um so den Schwung für die gesunde Extremität zu erlangen. Ausserdem erreicht der Gipsgeher bei einer zu hohen Gehhacke auf diese Weise eine Annäherung an die Schwungbeinebene.

Da die Hacke der erste Teil ist, der den Boden berührt, ist es also auch sinnvoll, ausser der elastischen Hackenunterlage, die nicht zu hoch sein darf, die Gehhacke achsengerecht zu den Unterschenkelknochen anzulegen, eine Forderung, die wie G i e b e l und E w e r w a h n (7) betonten, den Angriff exzentrisch wirkender Kräfte auf die Kallusbrücke verhindert.

Während einer Gangphase verändern sich die Druckwerte. U m d i e e n t s t e h e n d e D r u c k k u r v e, d i e m i t d e m S t o ß b e i w e r t e n g z u s a m m e n h ä n g t, i n m ö g l i c h s t v i e l e n P h a s e n e r f a ß e n z u k ö n n e n, w i r d e i n M e ß i n s t r u m e n t b e n ö t i g t, w e l c h e s f o r t l a u f e n d m i t d e r n o t w e n d i g e n G e n a u i g k e i t s c h n e l l a u f e i n z e l n e D r u c k w e r t e r e a g i e r e n k a n n u n d k e i n e z u m e s s e n d e E n e r g i e v e r n i c h t e t. Dabei ist zu bedenken, daß eine Gangphase in einer Zeit von etwa 1,2 Sekunden abläuft. (M ü l l e r, H e t t i n g e r und H i m m e l m a n n 29). Die Schrittlänge beim gesunden Menschen von etwa 15o - 185 cm Länge beträgt ungefähr 7o cm.(M ü l l e r und H e t t i n g e r 27).

Druckmessungen.

Zum Messen von Drucken, die beim Gehen in Beinprothesen entstehen, sind bisher die verschiedensten Verfahren

und Meßinstrumente verwendet worden. Die meisten dieser Messungen wurden von E.A. M ü l l e r und Th. H e t t i n g e r über die Druckverteilungen in einer Oberschenkelschaftprothese eines Beinamputierten ausgeführt. (M ü l l e r und H e t t i n g e r 28). S a u n d e r s, H o w a r d und E b e r h a r d t (33) studierten die Gangtechnik unter normalen und pathologischen Bedingungen. Lageänderungen der Extremitäten, wie sie während des Ganges auftreten, maßen S a u n d e r s und Mitarbeiter mit Hilfe einer gläsernen Gehbahn, die Beobachtungen von Bewegungen gleichzeitig in den drei Raumebenen erlaubte.Veränderungen im Gangbild, gemessen mit Hilfe von Lichtzeigerinstrumenten gestatteten Geschwindigkeits- und Beschleunigungsberechnungen in den Gangebenen. Durch Eindrehen von Nadeln in die Knochen erhielten die Autoren ein Maß der Drehbewegungen von einzelnen Gliedabschnitten.(M ü l l e r 25, S a u n d e r s, H o w a r d und E b e r h a r d t 33).

Mit Hilfe einer Bodendruckplatte konnte die vertikale Beschleunigung des Körpers und gleichzeitig die Torsionsfaktoren beim Gehen gemessen werden. Diese Bodendruckplatte, die aus einer schweren Metallplatte besteht, wird von vier Metallsäulen unterstützt. Gemessen wird elektrisch, mit Hilfe von Brückenstromkreisen. Die während des Gehens aufgenommenen Werte können auf einen Oszillographen übertragen werden. Eine derartige Druckplatte kann unter jeden Fuß der Versuchsperson befestigt werden. Das Gangbild errechnet aus diesen Faktoren, baut sich aus sinusförmigen

Wellenkurven auf. Auf zwei Vertikalschwingungen kommt eine Horizontalschwingung.(S a u n d e r s, H o w a r d und E b e r h a r d t 33).

Die Messungen, die die Druckverteilung im Trichter einer Oberschenkelprothese bestimmen sollen, beruhen darauf, daß an möglichst vielen Stellen gemessen wird. (H e t t i n g e r 14). Der Innendruck in Holzprothesen kann dadurch bestimmt werden, daß kleine Druckkapseln, pneumatische Kammern, an zahlreichen Stellen des Schaftes in vorgebohrte Löcher eingebracht werden. (M ü l l e r und H e t t i n g e r 26). E s i s t a b e r b e i d i e s e m V e r f a h r e n n i c h t m ö g l i c h, d i e v o r h a n d e n e n D r u c k s c h w a n k u n g e n, d i e w ä h r e n d d e s G e h e n s a u f t r e t e n, g e n a u z u e r f a s s e n.

Versuchsanordnung.

Eine Methode zum Messen von Drucken, ohne daß Energie vernichtet wird, liegt in der Benutzung von Dehnungsmeßstreifen. Hiermit lassen sich alle auf eine Oberflächendehnung zurückführbaren Größen fast trägheitslos erfassen. Gemessen werden vor allem Zug- und Druckkräfte, Flüssigkeits- und Gasdrucke und Drehmomente. Auch bei kurzzeitiger Kraftwirkung können Dehnungsmeßstreifen genaue Werte vermitteln. Sie können, da sie eine geringe Größe und eine kleine Masse besitzen,leicht auch an ungünstig gelegenen Meßorten angebracht werden.(K e w i g e r und H a a s e 30). Die Dehnungsmeßstreifen müssen vor

Versuchsbeginn geeicht werden. (E b e r t 6). Sie bestehen aus einer Trägerfolie aus Acryl- oder Phenolharz, in welche ein mäanderförmig gewundener Widerstandsdraht eingebettet liegt. Dieses sogenannte Meßgitter ist an seinen Enden mit Drähten verbunden, an die ein Verlängerungskabel angeschlossen werden kann.

Der Dehnungsmeßstreifen wird mit Hilfe eines Spezialklebstoffes auf die geglättete und sorgfältig gesäuberte Meßstelle geklebt. Die durch die Beanspruchung des Werkstückes auftretenden Materialspannungen bewirken an der Meßstelle entsprechende Dehnungen. Diese werden dank der besonderen Eigenschaften des Klebstoffes und der Trägerfolie praktisch verlustfrei auf den Meßdraht übertragen. Es ist also außer der erwähnten kleinen Meßfläche auch eine hohe Meßgenauigkeit erreichbar.

Unter dem Dehnungseinfluß ändert der Meßdraht seinen Ohm'schen Widerstand. Mit Hilfe einer Brückenschaltung kann diese Widerstandsänderung in ein der mechanischen Dehnung proportionales elektrisches Signal umgewandelt werden.

Über einen Trägerfrequenzmeßverstärker wird dieses elektrische Signal weiter auf ein EKG- oder EEG-Schreibgerät gegeben, sodaß der gemessene Druckwert sofort als Kurve abgelesen werden kann.

Für unsere Untersuchungen, Bestimmung des Stoßbeiwertes und des Auftrittdruckes beim Gang im Gehgipsverband,

wurden SR - 4 Dehnungsstreifen der Firma Hottinger vom Typ 2o/6oo FB - 3 verwendet. Als Trägerwerkstoff besitzen sie Phenolharz. Der Meßdraht besteht aus Konstantan.

Für die Druckversuche wurden Dehnungsmeßstreifen mit einem Widerstand von 6oo Ohm und 2o mm aktive Meßlänge benutzt. Das bedeutet eine Gesamtlänge von 4o mm und eine Breite von 12 mm des Meßstreifens. Dieser Dehnungsmeßstreifentyp kann auf 26 mm Länge und 8 mm Breite zurückgeschnitten werden, ohne den Meßdraht zu beschädigen oder die Meßgenauigkeit zu beeinflussen. Da das Meßgitter vollständig in die Trägerfolie eingebettet ist, liegt es auf diese Weise geschützt vor mechanischer Beschädigung und Feuchtigkeitseinflüssen. (H o t t i n g e r - M e ß t e c h n i k 15).

Die Handhabung größerer Dehnungsmeßstreifen ist technisch einfacher und sicherer, als der von Streifen kleinerer Abmessungen. Die größere Meßlänge ist auch deshalb günstiger, weil eine große Klebefläche eine bessere Kraftübertragung vom Meßobjekt auf den Dehnungsmeßstreifen garantiert. 6oo Ohm Dehnungsmeßstreifen haben vor den 12o Ohm Dehnungsmeßstreifen den Vorteil einer geringeren Empfindlichkeitsabnahme. (H o t t i n g e r - M e ß t e c h n i k 16).

Beschreibung der verwendeten Meß- und Registrierapparate.

Das eigentliche Druckmeßgerät besteht aus einer 3,5 mm starken Federstahlplatte, die eine Länge von 49 mm und eine Breite von 41 mm besitzt. Zwei in der Längsrichtung T-förmig verstärkte Eisenplatten, 4 mm dick, 49 mm lang und 39 mm breit, die an einem Ende rechtwinklig umgebogen sind, werden mit Hilfe von zwei 5 mm starken Eisenschrauben so an die Federstahlplatte befestigt,daß das Meßgerät ein U-förmiges Aussehen erhält.Der rechtwinklig umgebogene Teil ist 16 mm lang.

Die erste dieser beiden Eisenplatten dient als Auftrittfläche zum Boden, die andere kann mit vier Holzschrauben fest an die Hacke eines Schuhes oder mit Hilfe einer Gipsbinde so an die Sohle eines Gipsverbandes befestigt werden, daß dadurch eine Gehhacke entsteht. Unter der Eisenplatte, die den Fußboden berührt, ist am freien Ende ein 37 mm langes, 14 mm breites und 6 mm dickes halbzylindrisches Messingstück mit zwei Schrauben befestigt, um eine dem Auftritt entsprechend verstärkte Hebelwirkung auf die Federstahlplatte zu erhalten.

Die Federstahlplatte befindet sich also mit ihrer Längsachse zwischen den beiden Eisenplatten. Mit Hilfe des Klebstoffes wird auf beide Flächen der Federstahlplatte je ein Dehnungsmeßstreifen aufge-

klebt. Ein mit den Dehnungsmeßstreifen verbundenes zehn Meter langes Kabel führt zu einem Trägerfrequenzmeßverstärker. Das Modell des Trägerfrequenzmeßverstärkers ist von B e n t h e entwickelt worden.(B e n t h e 2).+)

Von diesem Verstärker aus werden die Impulse an ein Schreibgerät weitergegeben. Wir verwendeten einen Achtfachschreiber der Firma Schwarzer, Hamburg, von dem aber nur ein Kanal benötigt wird.

Wegen der Inkonstanz des Gleichspannungsverstärkers im Achtfachschreiber müssen die Dehnungsmeßstreifen am Druckgerät vor jeder Versuchsreihe neu geeicht werden.

Der Versuchsablauf.

Die Eichung des Dehnungsmeßstreifen wird mit Hilfe einer auf ihre Genauigkeit geprüften Waage vorgenommen. Die Waage steht auf der Bodenplatte eines Bügels, der sie mit dem auf ihr stehenden Druckgerät um 5,5 cm überragt. Mit Hilfe eines Schraubbolzens können durch entsprechende Umdrehungen Druckwerte von 0 - 120 kg auf das Druckmeßgerät gegeben werden. Das gleichzeitig laufende Schreibgerät zeichnet von einer Nullinie ausgehend den einzelnen Druckwerten entsprechende Kurvenverläufe auf. Diese werden mit den von der Waage abgelesenen Druckwerten beschriftet.

+)
Ich danke Herrn Professor Kalorny und Herrn Dr. Benthe vom Pharmakologischen Institut der Universität für die Überlassung des Arbeitsplatzes.

Eine auf Millimeterpapier aufgetragene Kurve, deren Koordination in der Abszisse eine Kilogramm-Einteilung, in der Ordinate eine Millimeter-Einteilung mit Zeitmaß in einem vergrößerten Maßstab enthält, wird die Eichkurve. Es können auf diese Weise alle beim Gehen auftretenden und vom Achtfachschreiber aufgezeichneten Druckschwankungen mit Hilfe der Eichkurve in ihren tatsächlichen Gewichtswerten in Kilogramm in der Zeiteinheit Sekunden erfaßt werden.

Ist die Eichung des Druckmeßapparates abgeschlossen, so wird er achsengerecht zu den Unterschenkelknochen unter die Hacke eines Schuhes geschraubt. Bei den Versuchen im Gehgipsverband wird die Meßhacke mit Hilfe einer 12 cm breiten Gipsbinde ebenfalls achsengerecht an die Stelle der üblichen Gipshacke befestigt.

Die Versuchsperson macht, nachdem der zweite Fuß entsprechend der Höhe des Druckmessers durch eine Unterlage erhöht worden ist, einige Übungsschritte. Die ausgleichende Unterlage besteht aus einem gewichtsmäßig sehr leichten Kunststoff.(Dämm- und Isolierplatten der Baustoffindustrie).

Bei eingeschalteten Meßapparaten wird dann der Gang der Versuchsperson mit und ohne Handstock registriert.

Weiter werden die Auftrittdrucke beim sogenannten Gehschulengang gemessen. Der Gehschulengang, der von Patienten mit eingegipsten Unterschenkelfrakturen an-

stelle des normalen Ganges zum Gehen benutzt werden sollte, besteht daraus, daß zuerst das gesunde Bein vorgestellt wird. Daraufhin wird das frakturierte Bein bis in die Höhe des gesunden Beines nachgezogen.

Dieser Gehschulung liegt der Gedanke zugrunde, daß beim achsengerechten senkrechten Auftreten mit dem frakturierten Bein eine falsche Belastung der Fraktur nicht geschehen kann. Der entstehende Auftrittdruck wird direkt auf die Frakturstelle übertragen, ohne eine Achsenknickung herbeiführen zu können, wie es beim normalen Gehgipsgang tatsächlich vorkommt. (G i e b e l und E w e r w a h n 7).

Versuchsergebnisse.

Die erste Versuchsperson, ein 93 kg schwerer Mann, erreichte beim normalen Gang ein Auftrittsgewicht von 56,o kg. Bei dem schon beschriebenen Gehschulengang betrug das gemessene Gewicht 7o,o kg.

Die plötzliche Gewichtsverlagerung der Versuchsperson auf das Bein mit der Meßhacke brachte den Wert von 9o,o kg, also fast das Körpergewicht der Versuchsperson.

Die Hälfte des Körpergewichtes erreichte die Versuchsperson (72 kg) zwei beim normalen Gang mit 36,o kg. Etwa zweidrittel des Körpergewichtes, nämlich 45,o kg wurde beim Gehschulengang gemessen. Bei Versuchsperson

zwei wurde bei einer weiteren Versuchsreihe das Kniegelenk fixiert. Hierbei erreichte die Versuchsperson im Durchschnitt 44,o kg Auftrittdruck.

Beim normalen Gang und Schuhen mit Kreppsohlen, also hochelastischer Unterlage, betrug der Wert bei Versuchsperson zwei 29,o kg, ein Druckergebnis, welches unter dem des normalen Ganges mit gewöhnlicher fester Ledersohle liegt. Derselbe Versuch mit Kreppsohle, diesmal im Gehschulengang, zeigt mit 35,2 kg durchschnittlicher Auftrittdruck wieder den gleichen Wert wie im normalen Gangbild an.

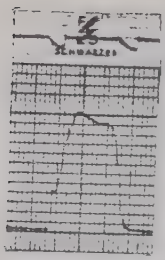
Während die plötzliche volle Gewichtsverlagerung auf den Druckmesser, der unter die Lederhacke geschraubt wurde bei Versuchsperson zwei 94,o kg ergibt, sieht man bei Gebrauch einer Kreppsohle, daß das Gewicht mit 52,o kg deutlich geringer ist.

Versuchsperson drei, ein 78,o kg schwerer Mann mit einer rechtsseitigen Oberschenkelschaftprothese, machte zuerst Gehversuche, die seinen normalen Gang mit Stock zeigten. Er erreichte durchschnittliche 55,o kg, etwa zweidrittel seines Körpergewichtes. Dieselben Versuche ohne Stütze ergaben im Schnitt 63,o kg. Im Gehschulengang wurde mit Stock 5o,o kg und ohne Handstock 63,o kg erreicht. Diese Versuchsreihe läßt keinen signifikanten Unterschied zwischen normalem Gang und Gehschulengang erkennen.

Versuchsperson vier, der 85,o kg schwere Mann mit dem rechtsseitigen Oberschenkelgehgipsverband benutzte beim Gehen einen Handstock, den er je nach Versuchsanordnung fortließ. Er erreichte beim normalen Gang mit Handstockbenutzung einen Auftrittdruck von 65,5 kg, also etwa dreiviertel des Körpergewichtes. Bei derselben Gangart, diesesmal ohne Stock, erreichte die Versuchsperson 78,o kg. Der Mann übertrug also 15,9 kg seines Gewichtes auf den Handstock. Die Messung während des Gehschulenganges betrug bei der Versuchsperson vier mit Stock 68,o kg und ohne Stock 8o,o kg.

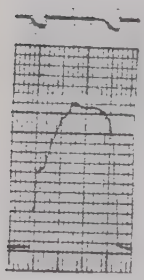
Im Durchschnitt ist also das Auftrittgewicht im Gehschulengang hier etwas höher als beim normalen Gang.

Die Schrittdauer liegt bei fast allen Versuchen um o,8o Sekunden. Bei Versuchsperson vier, mit dem Oberschenkelgehgipsverband, wurde eine Schrittdauer um 1,o6 Sekunden errechnet. Der kurze Auftrittstoß, der dem Stoßbeiwert entspricht, dauert etwa o,2o Sekunden. Diese Werte sind jedoch geringen Schwankungen unterworfen.



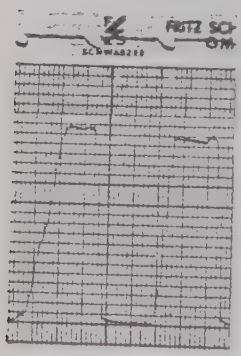
Versuch 1

Mann, 93 kg, unversehrt, Normalgang.
Höchstbelastung 56,0 kg
Schrittdauer 1,06 sec
Auftrittstoß (entspricht dem Stoßbeiwert) 0,20 sec
Abstoß 0,13 sec



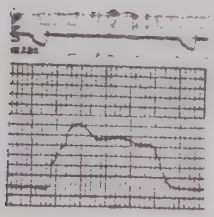
Versuch 2

Mann, 93 kg, unversehrt, sogenannter Gehschulengang.
Höchstbelastung 70,0 kg
Schrittdauer 1,20 sec
Auftrittstoß 0,20 sec



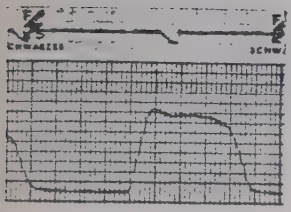
Versuch 3

Mann, 93 kg, unversehrt, plötzliches Einwirkenlassen des Körpergewichtes auf die Meßhacke.
Höchstbelastung 90,0 kg



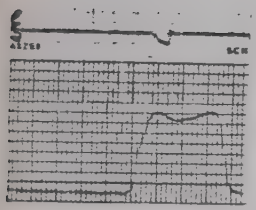
Versuch 4

Mann, 63 kg, unversehrt, Normalgang.
Höchstbelastung 36,0 kg
Schrittdauer 0,80 sec
Auftrittstoß 0,16 sec



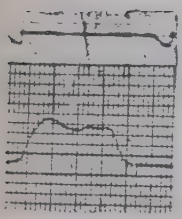
Versuch 5

Mann, 63 kg, unversehrt,
Gehschulengang.
Höchstbelastung 45,0 kg
Schrittdauer 0,83 sec
Auftrittstoß 0,10 sec



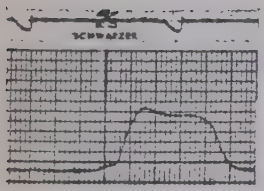
Versuch 6

Mann, 63 kg, unversehrt, Gang
mit fixiertem Kniegelenk.
Höchstbelastung 44,0 kg
Schrittdauer 0,66 sec
Auftrittstoß 0,13 sec
Abstoß 0,13 sec
Ruhewert 0,16 sec



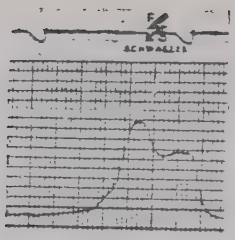
Versuch 7

Mann, 63 kg, unversehrt, Normal-
gang mit elastischer Gehunterlage
(Kreppsohle).
Höchstbelastung 29,0 kg
Schrittdauer 0,70 sec
Auftrittstoß 0,16 sec



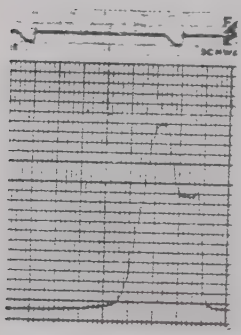
Versuch 8

Mann, 63 kg, unversehrt,
Gehschulengang mit Kreppsohlenhacke.
Höchstbelastung 35,2 kg
Schrittdauer 0,76 sec



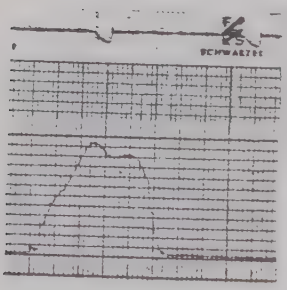
Versuch 9

Mann, 63 kg, unversehrt,
plötzliches Einwirkenlassen des
Körpergewichtes auf die Krepphacke.
Höchstbelastung 52,0 kg



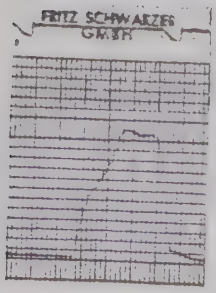
Versuch 10

Mann, 63 kg, unversehrt,
plötzliches Einwirkenlassen des
Körpergewichtes auf die Lederhacke.
Höchstbelastung 94,0 kg



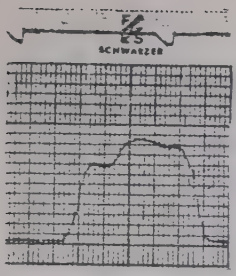
Versuch 11

Mann, 78 kg, Oberschenkelschaft-
prothese rechts. Stumpflange 10,0 cm
Normaler Gang mit Stütze (Handstock
Höchstbelastung 55,0 kg
Schrittdauer 0,80 sec



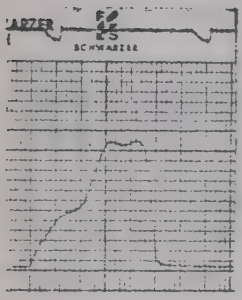
Versuch 12

Mann, 78 kg, Oberschenkelschaft-
prothese rechts. Normaler Gang
ohne Stütze.
Höchstbelastung 63,0 kg
Schrittdauer 0,73 sec



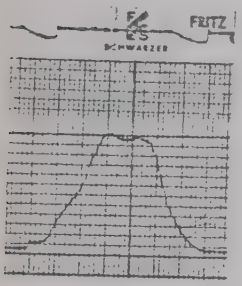
Versuch 13

Mann, 78 kg, Oberschenkelschaftprothese rechts. Gehschulengang mit Stütze (Handstock).
Höchstbelastung 50,0 kg
Schrittdauer 0,93 sec



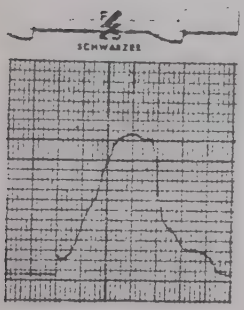
Versuch 14

Mann, 78 kg, Oberschenkelschaftprothese rechts. Gehschulengang ohne Stütze.
Höchstbelastung 63,0 kg
Schrittdauer 0,83 sec



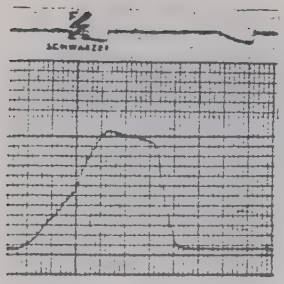
Versuch 15

Mann, 85 kg, rechtsseitiger Oberschenkelgehgipsverband nach komplizierter Unterschenkelfraktur. Normalgang mit Stütze (Handstock).
Höchstbelastung 65,5 kg
Schrittdauer 1,16 sec
Auftrittstoß 0,13 sec



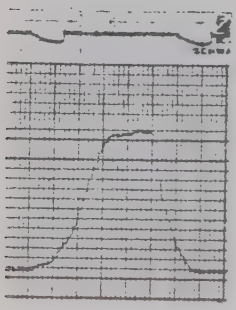
Versuch 16

Mann, 85 kg, Oberschenkelgehgipsverband rechts. Normalgang ohne Stütze.
Höchstbelastung 78,0 kg
Schrittdauer 1,06 sec
Auftrittstoß 0,23 sec



Versuch 17

Mann, 85 kg, Oberschenkelgehgips-
verband rechts. Gehschulengang
mit Stütze (Handstock).
Höchstbelastung 68,0 kg
Schrittdauer 1,06 sec
Auftrittstoß 0,16 sec



Versuch 18

Mann, 85 kg, Oberschenkelgehgips-
verband rechts. Gehschulengang
ohne Stütze.
Höchstbelastung 80,0 kg
Schrittdauer 0,93 sec

Diskussion.

Die bei den Versuchen mit normalem Gang aufgezeichneten Kurven zeigen eine weitgehende Übereinstimmung mit den Kurven S a u n d e r s, die ohne Maßeinheiten sind. Versuche bei einem arthrotischen Sprunggelenk ergaben in der amerikanischen Versuchsreihe im Kurvenablauf etwas abweichende Bilder von denen des normalen Ganges. Der Grundrhythmus, zwei Kurvenberge und ein Kurvental, bleiben fast in allen Gehversuchen enthalten.

Unsere jetzigen Druckmeßversuche zeigen, daß b e i m n o r m a l e n G a n g, o h n e i r g e n d w e l c h e B e h i n d e r u n g e i n e s B e i n e s, a l s A u f t r i t t g e w i c h t e t w a d i e H ä l f t e d e s K ö r p e r g e w i c h t e s e r r e i c h t w i r d. Das bedeutet auch, daß b e i d e r l a n g s a m e n G a n g a r t n i e m a l s d a s v o l l e K ö r p e r g e w i c h t a u f e i n e r E x t r e m i t ä t l a s t e t.

Durch den Gehschulengang wird das beim gewöhnlichen Gang erreichte Auftrittgewicht erhöht und beträgt etwa 2/3 des Körpergewichtes .

Da, wie schon erwähnt, das volle Körpergewicht beim normalen Gang nie völlig auf einer Extremität lastet, kann auch ein über dem Körpergewicht liegender Druck- oder Stoßwert nicht erreicht werden. Ein Stoßbeiwert ist schon in der gewöhnlichen Gangbildkurve enthalten, denn nach einer anfänglichen Kurvenhöhe gibt es ein Kurvental, auf das wiederum eine erhöhte Welle folgt. In der Anfangszacke des Gangbildes ist der Stoßbeiwert enthalten. Die Endzacke besteht aus den beim Abstoß entstehenden Kräften. Der flache mittlere Kurvenverlauf kann als kurzer Ruhewert angesehen werden. Hier lastet ein Teil des Körpergewichtes auf der Meßhacke oder auf dem Fuß, ohne von Auftritt- oder Abstoßkräften beeinflußt zu werden.

Beim Prothesenträger macht sich ein fehlender Ausgleich durch die Gelenke bemerkbar. Schon beim Gesunden mit künstlich fixiertem Kniegelenk, wird ein erhöhter Druck beim Auftreten gemessen. Dieser Wert beträgt etwa zwei Drittel des Körpergewichtes.

Messungen mit der elastischen Kreppsohle zeigen, daß im Gegensatz zur Ledersohle der Auftrittsstoß federnd abgefangen wird, sodaß der Körper nur von einem kleinen Teil dieses Stoßes erreicht wird.

Ein Vergleich der Werte von Personen mit ungehinderten Gehversuchen mit denen von Versuchsperson vier (Oberschenkelgehgipsverband) zeigt, daß bei fixiertem Kniegelenk und ebenfalls feststehenden Sprunggelenken erhöhte Druckwerte registriert werden.

Diese Unterschiede zwischen einem in seiner Funktion ungehinderten Bein und einem Bein, dessen Gelenke mit Ausnahme des Hüftgelenkes, starr fixiert sind, zeigen, daß die Gelenke beim Gehen entstehende Stöße auffangen und abschwächen.

Im Oberschenkelgehgipsverband mit ausgeschalteten Gelenken ist jeder Auftrittstoß vergrößert. (Versuch 16 und 18). Eine Beeinflussungsminderung dieses Auftrittstoßes ist möglich durch eine elastische Gehunterlage, Handstock, Kraft des gesunden Beines, Angleichung der Beinlängen.

Zusammenfassung.

Eine neue Methode zur Messung des Auftrittdruckes wird auf ihre Brauchbarkeit geprüft. Es gelang Regelmäßigkeiten in der Abhängigkeit des Druckes von den nachfolgend aufgeführten besonderen Bedingungen nachzuweisen.

1.) Der Auftrittdruck beträgt beim normalen Gang ca. die Hälfte des Körpergewichtes.

2.) Der Auftrittdruck (Impuls, kg / sec.) ist abhängig von:

a.) Körpergewicht

b.) Beweglichkeit der Gelenke

c.) Längendifferenz der Beine

d.) Abstützende Hilfsmittel (Handstock, Unterarmstütze)

e.) Elastizität der Gehunterlage

f.) Körperlicher Allgemeinzustand

g.) Gewählte Gangart, Schrittlänge

h.) Beschaffenheit des Bodens (als Ausgangspunkt für die Untersuchungen wurde eine unelastische Unterlage gewählt; Betondecke - schwebender Estrich-Linoleum).

3.) Der Auftrittdruck beim Oberschenkelgehgipsverband beträgt mindestens zwei Drittel des Körpergewichtes. Der Auftrittdruck kann erheblich höher sein und sogar fast das Körpergewicht betragen.

Der Stoßbeiwert kann mehr als ein Drittel des Körpergewichtes betragen.(Versuch 1o).

4.) Der Stoßbeiwert (kinetische Energie, die im Moment des Auftretens zum Körpergewicht addiert wird) ist im Auftrittstoß enthalten.
Die Höhe des Stoßbeiwertes steht in Abhängigkeit von den unter 2. angegebenen Bedingungen.

Die klinische Bedeutung der beschriebenen Untersuchungsmethode besteht in der Möglichkeit nunmehr Prothesenträgern durch Anbringung einer elastischen Gehunterlage objektiv geringsten Stumpfstoßbelastungen auszusetzen oder aber Fehlbelastungen bei verkürztem Bein zu objektivieren und eventuell auszugleichen.

Literaturverzeichnis

1.) Benninghoff, A. — Lehrbuch der Anatomie des Menschen
1954, Bd. 1,S. 1o7

2.) Benthe, H.F. — Zur unblutigen Blutdruckmessung
am freigelegten, nicht eröffnet
Gefäß mit Rußkymographion-Re-
gistrierung.
Archiv exp. Pathologie u. Pharm
kologie 1956, Bd. 229,S.3o5-315

3.) Bernaschek, W. — Aktive Hyperämisierung von Knoc
brüchen durch das Kreislaufhorm
Kallikrein.
Therapeutische Berichte (Bayer)
1958, H.7,S. 2o5-2o9

4.) Bürkle de la Camp,H. — Die Druckosteosynthese und ihre
ziehungen zur Kallusentwicklung
Die Medizinische Nr. 37,Sept.19
S. 1671 - 1674

5.) Crone-Münzebrock,H. — Hormonale Beeinflussung der Kall
bildung.
78. Tagung des NWD - Chirurgenko
gresses (Hamburg), Dez. 1957,
Ztbl. f. Chir. 1957, (2),S.1598

6.) Ebert, W. — Messungen in Druckmaschinen mit
Dehnungsmeßstreifen.
Industrie-Elektronik, H.3/4,
Juli 1955, S. 8-11

7.) Giebel,M.G. u. Ewerwahn, W.J. — Achsenknickung beim Tragen von
Gehgipsverbänden, ihre Entstehun
ursache und Verhütung.
Arch. f. Orth. u. Unfall-Chir.
Bd. 49, 1958, S.659-662

8.) Greifensteiner,H. Die operative Behandlung der Unterschenkelpseudarthrose und Unterschenkelbrüche mit verzögerter Kallusbildung unter besonderer Berücksichtigung der Kompressionsosteosynthese. Bruns Beiträge zur klinischen Chirurgie,1953, Bd. 187, S. 219-246

9.) Heckenbroch, K. Nachbehandlung nach Verletzungen. Bürkle de la Camp: Handbuch der ges. Unfallheilkunde Bd. 3, 1956, S. 394-418

10.) Häbler, C. Die Behandlung des Knochenbruches. Bürkle de la Camp: Handbuch der ges. Unfallheilkunde, Bd. 1, 1956, S. 310-338

11.) Häbler, C. Die Knochenbruchheilung. Bürkle de la Camp: Handbuch der ges. Unfallheilkunde, Bd. 1, 1956, S. 307-310

12.) Hellner, H. Grundzüge zur Frakturbehandlung. Lehrbuch der Chirurgie (Hellner, Nissen, Voßschulte), 1958, S. 1001

13.) Hepp, O. Orthopädische Hilfsmittel und Kunstglieder. Bürkle de la Camp: Handbuch der ges. Unfallheilkunde, Bd. 3, 1956, S. 441-446

14.) Hettinger, Th. Ein neues Verfahren zur Messung der Druckverteilung im Oberschenkelschaft. Verhandlungen der Deutschen Orthopädischen Gesellschaft, 42. Kon-

greß, Salzburg 1954, S.366-367
Ferdinand-Enke Verlag, Stuttgart 1955

15.) Hottinger Meßtechnik — Prospekte über Dehnungsmeßstreifen. Februar 1960 und Mai 1960

16.) Hottinger Meßtechnik — Auswahl günstigster Dehnungsmeßstreifen. Oktober 1957 (J. 135 - 14)

17.) Jorns, G. — Experimenteller Beitrag zum Kallusproblem. Zentralblatt für Chirurgie, H.8, 1956, S. 318 - 323

18.) Kühnau, J. — Die Kallusbildung als biochemisches Problem. Münchn. Med. Wschr., Nr. 12, 1957, S. 405 - 407

19.) Küntscher, G. — Die Ursachen der Callusbildung bei der Frakturheilung. Bruns Beiträge zur klin. Chirurgie, Bd. 191, 1955, S. 189-221

20.) Küntscher, G. — Ein Kallusmodell. NWD-Chirurgenkongreß, 8. Dez.1956, Zentralblatt für Chirurgie, H.40, 1957,Bd. 82 (2),S. 1689-1700

21.) Lange, K. — Die Gefahren und Fehler der Osteosynthese. 46. Tagung der Deutschen Orthopädischen Gesellschaft in Tübingen, Sept. 1958, Kongreßdienst der Medizinischen Klinik 2, 1959, S. 4

22.) Lindenschmidt,Th.O. Chirurgische Entzündungsprobleme im Lichte des Eiweißstoffwechsels. Die Medizinische Nr. 3,1959, S. 1o3 - 1o5

23.) Maatz, R. Aussprache zu Kühnau und Pauwels: "Probleme der Kallusbildung " Zentralblatt für Chirurgie 82 (2),1957,S. 1597-1598

24.) Matzen, P.F. Vom Einfluß mechanischer Einwirkungen auf die Kallusbildung. (Teil 2). Bruns Beiträge zur klin. Chirurgie,1954, Bd. 188, S. 97-1o8

25.) Müller, E.A. Die Gangtechnik unter normalen und pathologischen Bedingungen. Orthopädie-Technik, H.1,1954, S. 8-11

26.) Müller, E.A. und Hettinger,Th. Die Messung der Druckverteilung im Schaft von Prothesen. Orthopädie-Technik, H. 9,1954, S. 222-225

27.) Müller, E.A. und Hettinger, Th. Der Einfluß von Kniegelenksreibung und Vorholzug auf den Energieumsatz beim Gehen und das Gangbild des Kunstbeinträgers. Zeitschrift für Orthopädie, 84, 1954, S. 123-132

28.) Müller, E.A. und Hettinger, Th. Die Abhängigkeit der Druckverteilung von der Schaftform bei einem Oberschenkel-Amputierten. Orthopädie-Technik, H. 2, 1955, S. 31-38

29.) Müller, E.A., Hettinger, Th. u. Himmelmann, W. — Druckverlauf am Rand und Trichter eines Oberschenkelschaftes beim Gang. Orthopädie-Technik, H. 6, Juni 1956, S. 132-138

30.) Newiger, W. und Haase, H. — Messungen mit Dehnungsmeßstreifen über längere Zeiträume. Industrie-Elektronik, H.3, Juni 1954, S. 3-7

31.) Pauwels, F. — Biomechanik der Frakturheilung. 34. Tagung der Deutschen Orthopädischen Gesellschaft, Sept. 1940 (Berlin), Zentralblatt der Chirurgie 1941, Nr. 1, S. 19

32.) Rigamontie, L. — Das Verhalten der Serumphosphatase im Verlauf der Heilung von Knochenbrüchen. Zentralorgan für die ges. Chirurgie, Dez. 1958, Bd. 152, H.13, S. 323

33.) Saunders, J.B., Inman, V.T. und Eberhardt, H.D. — The major determinants in normal and pathological gait. Journal of Bone and Joint Surgery, Vol.35 A, No.3, 1953, S.543-558

34.) Seyfarth, H. — Absolute und relative Operationsindikationen in der Frakturenbehandlung. Die Medizinische Nr. 45, Nov. 1959, S. 2147-2153

35.) Weickhardt, H.J. Brückner, R. und Ruhland, D. — Erfahrungen in der Behandlung von Unterschenkelfrakturen. Zentralblatt für Chirurgie, H.35, 1956, S. 1893-1900

36.) ~~Von~~ H. Winterstein Physiologie der Bewegung. R. du Bois-Reymond: Handbuch der vergleichenden Physiologie, Bd.1, 1. Hälfte, 1. Teil, Jena 1914, S. 71

Lebenslauf

Ich, Artur Otto Waldemar Dorow, wurde als Sohn des praktischen Arztes Dr. med. Arthur Dorow und seiner Ehefrau Susanne Dorow, geborene Dürrbek, am 4. Sept. 1934 in Wedel / Holstein, geboren.

Von Ostern 1940 bis Februar 1955 besuchte ich die wissenschaftliche Oberschule für Jungen in St. Georg, in Hamburg und bekam dort am 8. Februar das Zeugnis der Reife.

Im Sommersemester 1955 begann ich in Hamburg das Studium der Medizin. Nach dem ersten Semester war ich vom 1. August 1955 bis zum 30. September 1955 als Hospitant in der Krankenpflege im Allgemeinen Krankenhaus Rissen in Hamburg tätig.

Im vierten und fünften vorklinischen Semester studierte ich an der Friedrich-Alexander Universität in Erlangen. In Erlangen bestand ich nach fünf vorklinischen Semestern Ende Juli 1957 die ärztliche Vorprüfung mit dem Prädikat gut.

Die klinischen Semester studierte ich in Hamburg. Ich begann als Famulus an der Chirurgischen Universitätsklinik Hamburg - Eppendorf vom 25. August 1957 bis zum 31. Oktober 1957.

Nach dem sechsten Semester arbeitete ich vom 10.3.1958 bis zum 26.4.1958 als Famulus im Pathologischen Institut der Universitätsklinik Hamburg - Eppendorf.

Im Allgemeinen Krankenhaus St. Georg in Hamburg war ich vom 1. September 1958 bis zum 25. Oktober 1958 als Famulus

in der Inneren Medizin tätig.

Vom 1. März 1959 bis zum 25. April 1959 famulierte ich in der Frauenklinik Finkenau in Hamburg in der Geburtshilfe und Gynaekologie.

In der Universitäts(kinder)klinik in Hamburg- Eppendorf arbeitete ich vom 1. September 1959 bis zum 25. September 1959 als Famulus.

Am 2o. Dezember 196o bestand ich das medizinische Staatsexamen an der Universität Hamburg mit der Note gut .

Vom 1. Februar bis 31. Juli 1961 war ich als Medizinalassistent in der dritten medizinischen Abteilung des Allgemeinen Krankenhauses St. Georg in Hamburg bei Herrn Chefarzt Dr. R. Wolf tätig.

Seit dem 1. September 1961 arbeite ich als Medizinalassistent in der chirurgischen Abteilung des Krankenhauses Charlottenstift (Chefarzt Doz.Dr. C. Langemeyer) Stadtoldendorf.

Herstellung:
XEROGRAPHIE und ROTAPRINT- Offset
G M L Wittenborn Söhne Hamburg 13